



Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets



Veröffentlichungsnummer: **0 667 134 A1**

12

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

21 Anmeldenummer: 95100480.3

51 Int. Cl.<sup>8</sup>: **A61F 2/30, A61F 2/34, A61F 2/36, A61F 2/42**

22 Anmeldetag: 16.01.95

30 Priorität: 15.02.94 CH 439/94

43 Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
16.08.95 Patentblatt 95/33

84 Benannte Vertragsstaaten:  
AT BE CH DE ES FR GB IT LI NL

71 Anmelder: Hermann, Werner  
Keltenweg 6  
CH-6312 Steinhausen (CH)

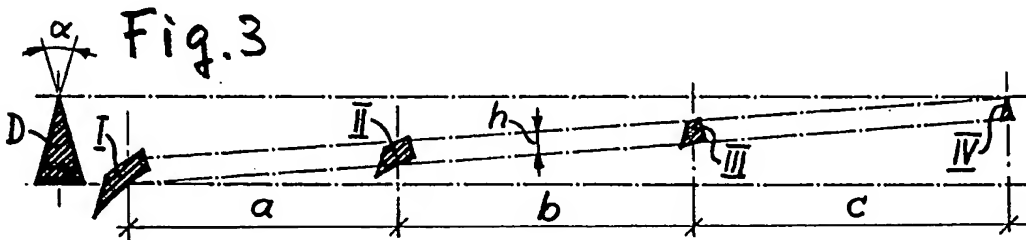
72 Erfinder: Knahr, Karl, Prof. Dr.  
Kreindlgasse 2a  
A-1190 Wien (AT)

74 Vertreter: OK pat AG  
Hinterbergstrasse 36,  
Postfach 5254  
CH-6330 Cham (CH)

54 Orthopädisches Knochen-Implantat.

57 Das Knochen-Implantat, z.B. in Gestalt einer Mantelhülse (1) zur Aufnahme einer Hüftgelenkspfanne, weist zum Einschrauben und Verankern im Beckenknochen (10) ein selbstschneidendes Ausengewinde (4) mit stetig sich änderndem Durchmesser auf. Der Profilquerschnitt des Gewindeganges nimmt, in Richtung zunehmenden Durchmessers gesehen, stetig ab. Das Gewindegang-Profil (I-I) ist

dabei durch Teilhöhen (h) eines spitzwinkligen Dreiecks (D) bestimmt. Dadurch entsteht eine Art stetiger Uebergang von einem breiten Trapezgewinde zu einem schmalen Spitzgewinde. Das Gewinde (4) zeichnet sich durch geringe Reibung beim Schneiden (d.h. geringen Kraftaufwand beim Eindrehen in den Knochen) und geringe Keilwirkung auf den Knochen aus.



EP 0 667 134 A1

Die Erfindung betrifft ein orthopädisches Knochen-Implantat mit einem Verankerungsteil in der Grundgestalt eines Rotationskörpers, der an seiner Aussenseite ein selbstschneidendes, zum Einschrauben und Verankern in der Knochensubstanz bestimmtes Gewinde trägt, wobei die das Gewinde tragende Rotationsfläche in Achsrichtung verjüngt ist und der Gewindedurchmesser sich entsprechend stetig ändert.

Derartige Knochen-Implantate mit in die Knochensubstanz einschraubbaren Verankerungsteilen sind bereits in verschiedenartigen Ausführungen und Anwendungen bekannt, so z.B. bei Hüftgelenks-Prothesen. Dabei ist der genannte Rotationskörper beispielsweise eine Kugelkalotte oder ein Kegelstumpf, der mit der verjüngten Seite voran (dem "Polbereich" im Falle der Kalotte) in eine operativ vorbereitete Ausnehmung im Knochen eingesetzt wird. Ist nun das selbstschneidende Gewinde ein normales Spitzgewinde, so entstehen beim Eindrehen des Gewindes in die Knochensubstanz erhebliche Schwierigkeiten: Einerseits wird, wegen dem stetig zunehmenden Durchmesser der Gewindegänge, durch die Flanken des Gewindeprofils eine starke Keilwirkung auf den Knochen ausgeübt, was zu Knochenrissen führen kann. Zudem besteht zwischen den genannten Flanken und dem Knochen eine hohe, mit der im Eingriff befindlichen Gewindelänge zunehmende Reibung, was beim Eindrehen des Verankerungsteils bzw. des Implantats einen entsprechenden Kraftaufwand erfordert und den Knochen zusätzlich beansprucht. Hierbei ist zu bedenken, dass es praktisch unmöglich ist, beim selbstschneidenden Gewinde die Flanken der Schneidzähne im Gewindegang mit Freiwinkel herzustellen.

Bei einem bekannten Verankerungsteil eines Knochen-Implantats der oben genannten Gattung (Mantelhülse für die Gelenkspfanne einer Hüftgelenks-Prothese, EP-A-0 318 679) wurde versucht, gewisse beim Spitzgewinde auftretende Schwierigkeiten zu umgehen, indem die Mantelhülse mit einem Flachgewinde versehen wird. Mit dem dort dargestellten, relativ dünnen und hohen Flachgewindeprofil kann zwar die vorerwähnte Keilwirkung beim Eindrehen in das Hüftbein vermindert werden, jedoch bleibt die hohe Reibung an beiden Profil-Flachseiten bestehen. Uebrigens sind die Schneidzähne, wegen ihrer schmalen Basis zum Grundkörper, wenig widerstandsfähig gegen Seitenkräfte; es besteht deshalb die Gefahr, dass die Gewindestege verbogen werden, sei es bereits beim Einschrauben während der Operation oder später bei Belastung der Gelenkspfanne vom Femur-Gelenkkopf her. Bereits eine elastische Verbiegung der Gewindestege - und umso mehr natürlich bleibende Verbiegungen - können aber schwerwiegende medizinische Komplikationen verursachen.

Mit der vorliegenden Erfindung wird angestrebt, durch geeignete Gestaltung des selbstschneidenden Gewindes die erwähnten Nachteile bekannter Knochen-Implantate der eingangs genannten Art zu überwinden. Vor allem soll bei hoher Stabilität des Gewindes die Reibung beim Einschrauben wie auch die Keilwirkung auf die umgebende Knochensubstanz entscheidend herabgesetzt werden.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäss dadurch gelöst, dass das Gewindegang-Profil durch Teilhöhen eines spitzwinkligen Dreiecks gegeben ist, die sich, in Richtung zunehmenden Durchmessers gesehen, von der Basis zur Spitze des Dreiecks hin verschieben, wobei der Profilquerschnitt entsprechend stetig abnimmt. Wie weiter unten näher ausgeführt, lässt sich die Aussenkontur des Verankerungsteils mit solchem Gewinde insbesondere auf numerisch gesteuerten Dreh- und/oder Fräsmaschinen durchaus herstellen. Mit dem erfindungsgemässen Gewindeprofil wird auch der besondere Vorteil erzielt, dass die Bereiche der Gewindegänge mit grösserem Profilquerschnitt mehr ins Innere des Knochens zu liegen kommen, dagegen die "schmaleren" Bereiche an den Rand der Ausnehmung im Knochen.

Besondere und vorteilhafte Ausgestaltungen und Anwendungen des erfindungsgemässen Knochen-Implantats sind in den abhängigen Ansprüchen definiert. Verschiedene Ausführungsbeispiele des Erfindungsgegenstandes werden nachstehend in Verbindung mit der Zeichnung näher beschrieben.

- Fig. 1 zeigt als erstes Ausführungsbeispiel die Stirnansicht einer Mantelhülse zur Aufnahme der Gelenkspfanne einer Hüftgelenks-Prothese,
- Fig. 2 zeigt die Mantelhülse nach Fig. 1 halb in Seitenansicht und halb geschnitten, bei Beginn des Einschraubens in den Beckenknochen,
- Fig. 3 zeigt schematisch verschiedene, von einem spitzwinkligen Dreieck abgeleitete Querschnitte entlang eines Gewindenganges in Abwicklung,
- Fig. 4 veranschaulicht ebenfalls schematisch (nicht massstäblich) den fortschreitenden Schneidvorgang durch aufeinanderfolgende Zähne des selbstschneidenden Gewindes,
- Fig. 5 zeigt als zweites Ausführungsbeispiel einen Femurschaft einer Hüftgelenks-Prothese in Ansicht, und
- Fig. 6 veranschaulicht, ebenfalls in Seitenansicht, als drittes Ausführungsbeispiel eine Fingergelenk-Prothese.

Die zur Aufnahme der Gelenkspfanne einer Hüftgelenksprothese bestimmte Mantelhülse 1 nach Fig. 1 und 2 ist im wesentlichen als Rota-

tionskörper mit der Achse x gestaltet. Die nicht dargestellte Gelenkspfanne selbst wird in eine Ausnehmung 2 der Mantelhülse 1 eingesetzt. Die Rotationsfläche (Aussenfläche) der Hülse 1 ist in Richtung der Achse x verjüngt; es kann sich dabei, wie dargestellt, um eine Kugelfläche 3 oder, wie an sich ebenfalls bekannt, um eine abgestumpfte Kugelfläche handeln.

Im Beckenknochen 10 (Hüftbein), in den die Mantelhülse 1 eingesetzt werden soll, wird bei der Hüftgelenkoperation eine Ausnehmung 11 vorbereitet, die möglichst der Rotationsfläche 3 entspricht. Um die Mantelhülse einschrauben und im Knochen verankern zu können, weist sie an ihrer Aussenfläche ein selbstschneidendes Gewinde 4 auf. Der Gewindedurchmesser ändert sich dabei stetig entsprechend der Verjüngung der das Gewinde tragenden Rotationsfläche 3. Das Gewinde 4 lässt jedoch den der Ausnehmung 11 zugekehrten Polbereich der Kugelkalotte frei. Anstelle des dargestellten eingängigen Gewindes sind auch mehrgängige Gewinde denkbar.

Um die Schneidzähne 6 des selbstschneidenden Gewindes 4 zu bilden, sind die Gewindegänge durch Einfräsungen 5 unterbrochen, die vorzugsweise entlang von Mantellinien (Meridianen) des Rotationskörpers geführt sind. Die Stirnflächen der Schneidzähne 6 können selbstverständlich (entgegen der Darstellung in Fig. 1) einen Spanwinkel aufweisen. Wie aus Fig. 2 hervorgeht, liegen die äusseren Schneidkanten 8 der Zähne 6 zweckmässigerweise auf einer Rotationsfläche 3', die zur Rotationsfläche 3 konzentrisch liegt, jedoch ist dies nicht unbedingt erforderlich. Auch können die anschliessenden Aussenflächen 9 der Zähne 6 zur Bildung eines Freiwinkels bearbeitet werden.

Wesentlich am vorliegenden selbstschneidenden Gewinde 4 ist das Profil der Gewindegänge derart, dass mit zunehmendem Gewindedurchmesser (bzw. -Radius) der Profilquerschnitt stetig abnimmt. Dieser Sachverhalt - und die geometrische Bestimmung aufeinanderfolgender Querschnitte - wird nachstehend anhand der Fig. 3 erläutert.

Es sind vier Querschnitte bzw. Gewindegang-Profile I - IV entlang der gedachten Abwicklung eines Gewindeganges dargestellt, die auf einem bestimmten Meridian der Rotationsfläche 3 und auf dem entsprechenden, zunehmenden Radius (Abstand zur Achse x) liegen; angenommen sind durch Ausfräsungen 5 gebildete Schneidflächen (Stirnflächen) von Zähnen 6. Die Mittenabstände a, b, c der Querschnitte entsprechen demnach dem jeweiligen (zunehmenden) Umfang eines Gewinde-Umanges. Die Basislinie der Querschnitte I - IV ist jeweils durch die Rotationsfläche 3 gegeben und die Deckenlinie (gegebenenfalls) durch die äussere Rotationsfläche 3'. Dabei ist die Höhe h zweckmässigerweise praktisch konstant gehalten. Wie

aus Fig. 3 weiter ersichtlich ist, handelt es sich bei den Profilen I - IV (und allen zwischenliegenden Profilen) um Teilhöhen bzw. Teilausschnitte eines spitzwinkligen Dreiecks D, wobei diese Teilhöhen sich bei zunehmendem Durchmesser des Gewindeganges von der Basis des Dreiecks gegen dessen Spitze hin verschieben. Somit sind bei gegebener "Höhenlage" (Radius) die Seitenflanken der Querschnitte und damit die Querschnitte überhaupt - durch das Dreieck D gegeben.

In der Fig. 3 ist der besseren Anschaulichkeit wegen ein Spitzenwinkel  $\alpha$  des Dreiecks D von etwa 30° gewählt worden. Der Spitzenwinkel sollte in der praktischen Ausführung in einem Bereich von etwa 5° bis 35° liegen (wobei eine starke Durchmesser-Änderung der Rotationsfläche spitzere Winkel erfordert, "schlanke" Rotationskörper dagegen stumpfere Winkel zulassen). Das beschriebene Gewinde lässt sich z.B. auf einer numerisch gesteuerten Drehmaschine dadurch herstellen, dass die Steigung der einen Seitenflanke des Gewindeganges etwas geringer und die Steigung der anderen Seitenflanke etwas grösser eingestellt (programmiert) wird als die "nominelle" Gewindesteigung (selbstverständlich muss dabei auch der variable Durchmesser programmiert werden). Der Abstand s zwischen aufeinanderfolgenden Gewinde-Umgängen wird zweckmässigerweise so gross bemessen, dass dazwischen sich die Rotationsfläche 3 fortsetzt. Es ergibt sich dadurch - bei im Beckenknochen 10 festgezogener Mantelhülse 1 - eine vorteilhafte Vergrösserung der Auflagefläche und entsprechend verbesserte Last-Einleitung in den Knochen.

Das Dreieck D, das wie vorstehend beschrieben das Gewindegang-Profil bestimmt, muss nicht unbedingt (wie in Fig. 3 dargestellt) gleichschenkelig bzw. "symmetrisch" sein, sondern es kann sich auch um ein ungleichschenkeliges, d.h. schief auf der Basis stehendes Dreieck handeln. Dabei ergibt sich dann ein Profil, dessen Seitenflanken zu einer Normalebene zur Achse x ungleiche Winkel einnehmen; beispielsweise kann man auf diese Weise eine Art Sägezahnprofil erreichen. Ebenfalls ist es nicht Bedingung, dass die Profil-Teilhöhe h sich bis zur Spitze des Dreiecks D verschiebt, dass also der Gewindegang (wie in Fig. 2 und 3 gezeigt) am Ende spitz ausläuft.

Das durch Teilhöhen eines spitzwinkligen Dreiecks D definierte Gewinde 4 kann anschaulich und näherungsweise als stetiger Uebergang von einem (breiten) Trapezgewinde in ein (schmales) Spitzgewinde aufgefasst werden (wobei, wie erwähnt, nicht notwendigerweise am Ende des Gewindeganges die Spitze erreicht werden muss). Die sich daraus ergebenden besonderen Vorteile lassen sich anhand der schematischen, nicht massstäblichen Darstellung nach Fig. 4 erkennen. Ausgehend etwa

vom Querschnitt II (Fig. 3) sind schematisch weitere Querschnitte bzw. Schneidzähne 6 dargestellt, die beim Schneiden des Gewindes aufeinanderfolgen. Von solchen Zähnen werden im bereits geschnittenen "Kanal" jeweils die schraffierten Teilbereiche ausgeschnitten, wobei der Schnitt entsprechend dem zunehmenden Radius praktisch nur an den radial aussenliegenden Schneidkanten 8 (Fig. 1) erfolgt. Dagegen bleiben die Seitenflanken 7 der (immer schmaler werdenden) Schneidzähne frei, d.h. sie haben praktisch keine Reibung an der umgebenden Knochensubstanz; ebensowenig üben sie eine Keilwirkung auf den Knochen aus. Jedoch ist eine ausgezeichnete Führung des Gewindesteges im "Kanal" während des Schneidens und bis zum Festziehen (Auflage zwischen den Flächen 3 und 11, Fig. 2) dennoch gegeben, weil der Steg, zwar zunehmend schmaler werdend, sich stetig radial ausdehnt und sich gewissermassen in den Kanal hineinschiebt (Fig. 4). Damit ist von Anfang an ein satter Sitz der Mantelhülse und eine relativ tragfähige Verbindung zum Knochen gewährleistet.

Als weiteres Ausführungsbeispiel eines Knochen-Implantats nach der Erfindung ist in Fig. 5 ein Femurschaft 21 einer Hüftgelenks-Prothese dargestellt. Ein solcher Femurschaft wird axial in den Oberschenkelknochen (Femur) eingeschraubt und wird (über die links in Fig. 5 gestrichelt angedeutete stirnseitige Ausnehmung) mit der Gelenkkugel der Prothese verbunden. Der schlanke, verjüngte Schaft 21 ist als Verankerungsteil mit einem selbstschneidenden Gewinde 24 versehen, das in analoger Weise wie oben beschrieben gestaltet ist. Mit 25 sind die Einfräsungen in Schaft-Längsrichtung zur Bildung der Schneidzähne bezeichnet, und mit 23 die das Gewinde 24 tragende Rotationsfläche. Im vorliegenden Fall, wo es sich um einen langgestreckten Verankerungsteil mit zahlreichen Gewindeumgängen handelt, ist es zweckmässig, nicht gleichbleibende Teilhöhen  $h$  (Fig. 3) vorzusehen, sondern die Teilhöhen am Anfang (dünneres Schaftende, rechts in Fig. 5) kleiner zu bemessen und mit zunehmendem Schaftdurchmesser grösser werden zu lassen (wie in Fig. 5 deutlich sichtbar).

Die Fig. 6 zeigt als weiteres Ausführungs- und Anwendungsbeispiel eine Fingergelenk-Prothese als Knochen-Implantat. Die beiden Gelenkhälften 30a und 30b weisen als Verankerungsteil je einen konischen Schaft 31 mit der Konusfläche 33 und darauf angebrachtem, selbstschneidendem Gewinde 34 auf. Ueber die Gestaltung dieses Gewindes und die damit erzielten Eigenschaften und Vorteile gilt das weiter oben Gesagte.

#### Patentansprüche

1. Orthopädisches Knochen-Implantat mit einem Verankerungsteil (1, 21, 31) in der Grundge-

stalt eines Rotationskörpers, der an seiner Aussenseite ein selbstschneidendes, zum Einschrauben und Verankern in der Knochensubstanz (10) bestimmtes Gewinde (4, 24, 34) trägt, wobei die das Gewinde tragende Rotationsfläche (3, 23, 33) in Achsrichtung verjüngt ist und der Gewindedurchmesser sich entsprechend stetig ändert, dadurch gekennzeichnet, dass das Gewindegang-Profil (I-IV) durch Teilhöhen ( $h$ ) eines spitzwinkligen Dreiecks (D) gegeben ist, die sich, in Richtung zunehmenden Durchmessers gesehen, von der Basis zur Spitze des Dreiecks (D) hin verschieben, wobei der Profilquerschnitt entsprechend stetig abnimmt.

2. Knochen-Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Spitzenwinkel ( $\alpha$ ) des Dreiecks (D) etwa  $5^\circ$  bis  $35^\circ$  beträgt.
3. Knochen-Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Teilhöhen ( $h$ ) entlang dem Gewindegang mindestens angenähert gleich bleiben.
4. Knochen-Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Abstand ( $s$ ) zwischen aufeinanderfolgenden Umgängen des Gewindes (4, 24, 34) so gross bemessen ist, dass die Rotationsfläche (3, 23, 33) sich zwischen den Gewindegängen fortsetzt.
5. Knochen-Implantat nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Verankerungsteil (1) eine Mantelhülse zur Aufnahme der Gelenkspalte einer Hüftgelenks-Prothese ist.
6. Knochen-Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Verankerungsteil (21) ein Femurschaft zur Aufnahme der Gelenkkugel einer Hüftgelenks-Prothese ist.
7. Knochen-Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Verankerungsteil (31) ein Gewindeschaft einer Fingergelenk-Prothese ist.

Fig.1

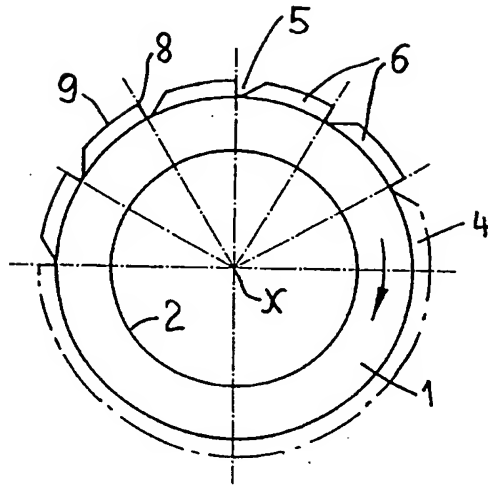


Fig.2

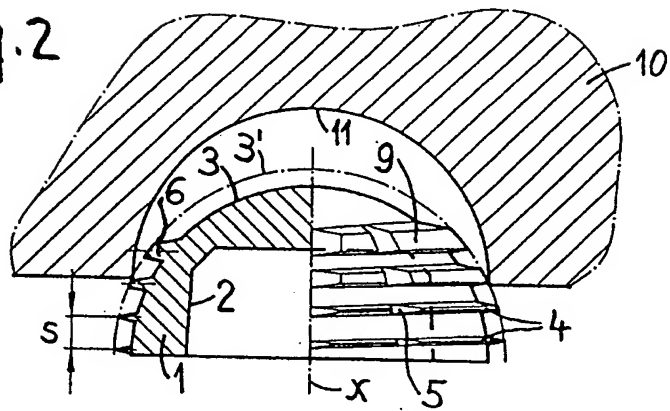


Fig.3

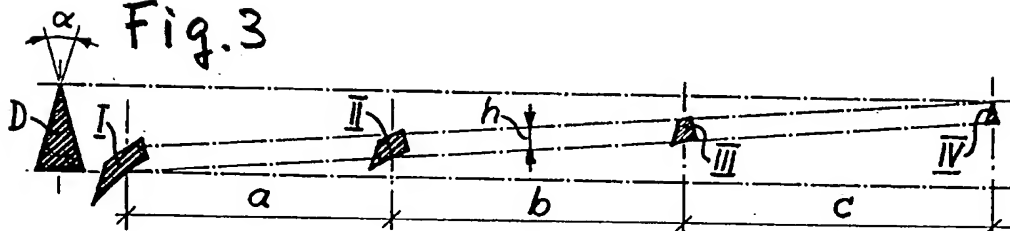


Fig.4

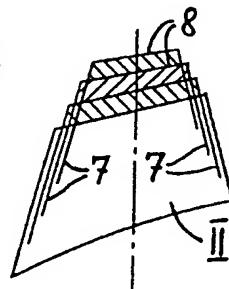


Fig. 5

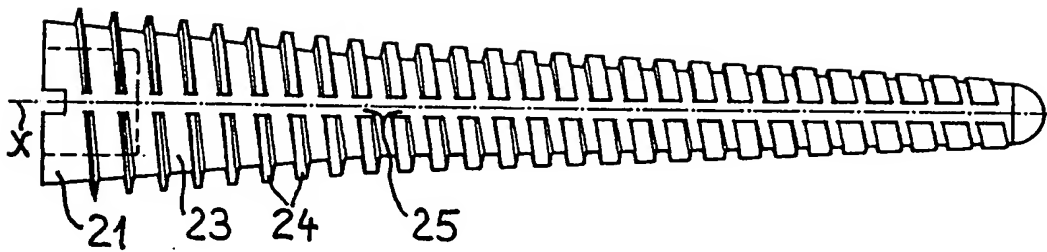
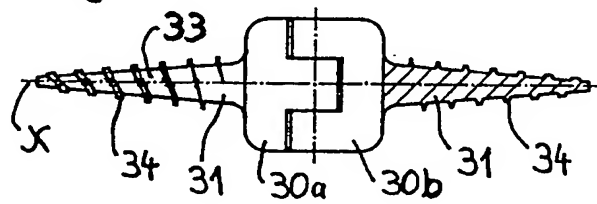


Fig. 6





Europäisches  
Patentamt

## EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung  
EP 95 10 0480

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.6)
Y	EP-A-0 222 159 (ORTHOPLANT ENDOPROTHETIK) * Spalte 3, Zeile 47 - Spalte 4, Zeile 14; Abbildungen *	1,2,4,5	A61F2/30 A61F2/34 A61F2/36 A61F2/42
Y	EP-A-0 578 345 (ARTOS) * Spalte 6; Abbildung 1 *	1,2,4,5 3	
A	EP-A-0 291 562 (GEBRÜDER SULZER AG) * Zusammenfassung; Abbildung 2 *	1-5	
A	EP-A-0 282 789 (GRAFELMANN) * Zusammenfassung; Abbildungen 3,4 *	1,2,4	
A	FR-A-2 622 791 (LA BIOMÉCANIQUE INTÉGRÉE) * Zusammenfassung; Abbildungen 1-3,5 *	2-4,6	
A	US-A-5 147 386 (CARIGNAN) * Spalte 6, Zeile 8 - Zeile 18; Abbildungen 1-4,6-10 *	7	
D,A	EP-A-0 318 679 (W. HERMANN AG) -----		RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.6)  A61F A61B
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort <b>DEN HAAG</b>		Abschlußdatum der Recherche <b>24. Februar 1995</b>	Prüfer <b>Klein, C</b>
<b>KATEGORIE DER GENANNTE DOKUMENTE</b> X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur  T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument ----- A : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument			